

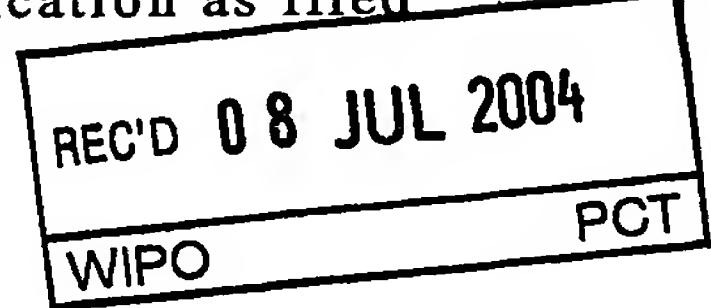
19.5.2004

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 5月 6日



出願番号
Application Number: 特願2003-127903
[ST. 10/C]: [JP2003-127903]

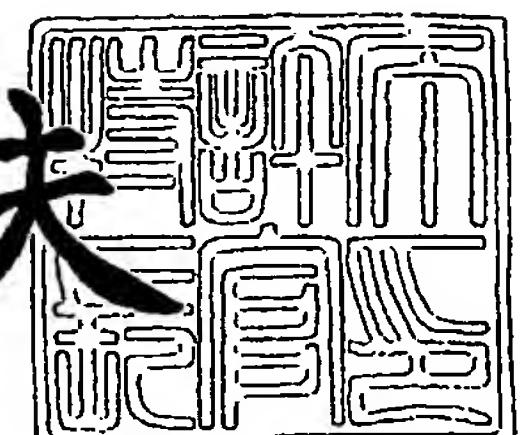
出願人
Applicant(s): テルモ株式会社

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 6月21日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願
【整理番号】 P030007100
【提出日】 平成15年 5月 6日
【あて先】 特許庁長官 太田 信一郎 殿
【国際特許分類】 A61N 5/06
【発明の名称】 循環促進用レーザー照射装置
【請求項の数】 8
【発明者】
【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株
式会社内
【氏名】 石井 竹夫
【発明者】
【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株
式会社内
【氏名】 堀内 邦雄
【特許出願人】
【識別番号】 000109543
【氏名又は名称】 テルモ株式会社
【代理人】
【識別番号】 100072349
【弁理士】
【氏名又は名称】 八田 幹雄
【電話番号】 03-3230-4766
【選任した代理人】
【識別番号】 100102912
【弁理士】
【氏名又は名称】 野上 敦

【選任した代理人】

【識別番号】 100110995

【弁理士】

【氏名又は名称】 奈良 泰男

【選任した代理人】

【識別番号】 100111464

【弁理士】

【氏名又は名称】 斎藤 悅子

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 001719

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 循環促進用レーザー照射装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 血管拡張作用を有する波長のレーザー光を、皮膚上の複数の異なる方向から平行光として照射する複数のレーザー照射手段と、

前記複数のレーザー照射手段から照射された複数のレーザー光を皮下の目的部位に集光させる集光手段と、

を有することを特徴とする循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 2】 前記集光手段は、前記複数のレーザー照射手段からのレーザー光を前記目的部位へ集光するように、前記複数のレーザー照射手段を位置決めして固定する保持手段である請求項 1 記載の循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 3】 前記複数のレーザー光は、コリメートレンズにより平行光に変換される請求項 1 または請求項 2 に記載の循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 4】 血管拡張作用を有する波長のレーザー光を皮膚上からパルス照射する複数のレーザー照射手段と、

皮下の目的部位に前記レーザー光が集中するように、前記複数のレーザー照射手段のレーザー光の出射口を放射状に位置決めして固定する保持手段と、

前記複数のレーザー照射手段が時間差を置いてレーザー照射するように制御する制御手段と、

を有することを特徴とする循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 5】 前記制御手段は、前記目的部位に同時に前記レーザー光が到達するように、放射状に配置された前記各出射口のうち、外側から内側の順にわずかな時間差を置いてレーザー光を照射させる請求項 4 に記載の循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 6】 前記複数のレーザー照射手段は、

レーザー光を発生するレーザー光発生手段と、

前記レーザー光発生手段により発生されたレーザー光を伝達する光ファイバーと、

を有する請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 7】 前記レーザー光は、波長が400 nm～600 nmである請求項1～6のいずれか一項に記載の循環促進用レーザー照射装置。

【請求項 8】 一つの前記レーザー照射手段から照射される光エネルギーは、5 mW以上であることを特徴とする請求項1～7のいずれか一つに記載の循環促進用レーザー照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、循環促進用レーザー照射装置に関し、詳しくは皮膚上から光を皮下の目的部位に集中的に照射する循環促進用レーザー照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、ペインクリニックや整形外科領域では、肩こりや腰痛など皮下深部にある病巣の治療手段として低反応レベルレーザー治療機や直線偏光近赤外線治療機などの光線療法機器が利用されている。このような光線療法機器の例としては、レーザー光を治療目的部位に照射する装置（特許文献1）、また、単色光を治療目的部位に照射する装置（特許文献2）などがある。

【0003】

一般にこれらの光線療法機器は、皮膚上から様々な波長の光を照射することで、こりや痛みを緩和するものとして知られている。

【0004】

このような光線療法機器を用いた光線治療の作用としては、神経伝達遮断効果が知られていたが、さらに、循環改善による局所からの痛み関連物質（ブラジキニン、ヒスタミン、プロスタグランジンなど）や疲労関連物質（乳酸など）の拡散除去も重要視されている。

【0005】

また、このような循環改善効果の主たるメカニズムとして血管平滑筋に対する直接弛緩効果も知られるようになっている。

【0006】

また、光の効果を高めるために、短波長側の光に効果があることが報告されている（非特許文献1乃至3）。

【0007】

これは、従来の光線療法器の光波長はレーザーでは810～830nm、直線偏光近赤外線では600nm～1600nmであるが、鎮痛機序の一つである循環改善（血管拡張など）効果はより短波長側で大きいことがわかつてきたからである。特に、非特許文献1～3によれば、非常に弱い出力の紫外線照射（300～350nm Ultraviolet Irradiation）が血管を強く弛緩させるとしている。

【0008】

【特許文献1】

特開2000-187157号公報

【特許文献2】

特開2001-212250号公報

【非特許文献1】

Furchtgott et. al (J. Gen. Physiol 44: 449-519 1961)

【非特許文献2】

Furchtgott et. al (J. pharmacol. exp. Ther. 259: 1140-1146, 1991)

【非特許文献3】

Matsuo et. al (Laser Med Sci 15: 181-187 2000)

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

上記した従来の光線療法機器は副作用が少ないということでは評価されているものの効果がまだ不十分であることや、治療が長期化するなどの問題点が指摘されている。

【0010】

さらに、皮下深部にある病巣（筋・筋膜性の腰痛なら皮下脂肪組織の下にある筋膜や筋肉内の血管）に皮膚上から十分な光を到達させるには、比較的高い出力のエネルギーを照射する必要があり、皮膚表層部を損傷させてしまうこともある（臨床で使用されているものの中には出力が1000mWを越えるものもある）。

【0011】

さらには、300～350nmの紫外領域は皮膚へ有害な刺激作用があり、また組織深達性も低いことから皮膚からの光線治療には不向きと考えられる。また、それ以上の紫外領域および可視領域は有害な皮膚作用はないものの血液中のヘモグロビンの吸収が大きく組織深達性は良くないため、事実上治療効果が得られない可能性が高い。

【0012】

本発明は、上記のような問題点に鑑みてなされたもので、その目的としては、血管拡張作用の高い波長の光を病巣部である目的部位に効率的に照射することができる循環促進用レーザー照射装置を提供することにある。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明の上記目的は、下記の手段によって達成される。

【0014】

(1) 血管拡張作用を有する波長のレーザー光を皮膚上の複数の異なる方向から平行光として照射する複数のレーザー照射手段と、前記複数のレーザー照射手段から照射された複数のレーザー光を皮下の目的部位に集光させる集光手段と、を有することを特徴とする循環促進用レーザー照射装置。

【0015】

(2) 前記集光手段は、前記複数のレーザー照射手段からのレーザー光を前記目的部位へ集光するように、前記複数のレーザー照射手段を位置決めして固定する保持手段である。

【0016】

(3) 前記複数のレーザー光は、コリメートレンズにより平行光に変換される。

【0017】

(4) 血管拡張作用を有する波長のレーザー光を皮膚上からパルス照射する複数のレーザー照射手段と、皮下の目的部位に前記レーザー光が集中するように、前記複数のレーザー照射手段のレーザー光の出射口を放射状に位置決めして固定する保持手段と、前記複数のレーザー照射手段が時間差を置いてレーザー照射するように制御する制御手段と、を有することを特徴とする循環促進用レーザー照射装置。

【0018】

(5) 前記制御手段は、前記目的部位に同時に前記レーザー光が到達するよう、放射状に配置された前記各出射口のうち、外側から内側の順にわずかな時間差を置いてレーザー光を照射させる。

【0019】

(6) 前記複数のレーザー照射手段は、レーザー光を発生するレーザー光発生手段と、前記レーザー光発生手段により発生されたレーザー光を伝達する光ファイバーと、を有する。

【0020】

(7) 前記レーザー光は、波長が400nm～600nmである。

【0021】

(8) 一つの前記レーザー照射手段から照射される光エネルギーは、5mW以上である。

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0023】

まず、本願発明の循環促進用レーザー照射装置について説明する前に、循環促進用レーザー照射装置で用いる波長の光を照射することによる血管拡張作用について説明する。

【0024】

これまで、紫外線領域の波長の光が血管を強く拡張させることは知られていた

が、可視領域（400～600 nm）の波長の光はほとんど検討されていなかつた。

【0025】

そこで、本願発明者らは、ラット摘出血管を用いて、光照射による血管拡張作用について、可視領域の光として波長532 nmのレーザー光と、これよりも長波長側の波長810 nmのレーザー光とを用いて比較検討した。

【0026】

その結果、波長532 nmのレーザー光でも十分な血管拡張作用の生じることがわかった。以下にこの実験例の方法と結果を示す。

【0027】

（血管標本実験）

図1は、血管標本実験装置を示す概略装置図である。

【0028】

被試験動物はラットを用い、撲殺済後、胸部大動脈（Descending thoracic aorta）を摘出し、血管標本となる長さ3 mmのリング標本（径1.5 mm）を作製した。

【0029】

この血管標本1を、図1に示すように、50 mlのクレブス炭酸液（Krebs-bicarbonate溶液）2を入れたオーガンバス（Organ bath）3に懸垂し、張力変化を等尺性に記録する。オーガンバス3は、厚さ1～2 mmのガラス製で外周部に水を通すことができる2重構造となっている。

【0030】

クレブス炭酸液の温度はオーガンバス3の外周部に一定温度の水を流すことでの内部の液温度が33°Cとなるように調整した。また、内部の液には95%酸素と5%二酸化炭素の混合ガスを通気する。

【0031】

クレブス炭酸液の組成は、NaCl 118 mM、KCl 4.8 mM、CaCl₂ 2.5 mM、MgSO₄ 1.0 mM、KH₂PO₄ 1.2 mM、NaHCO₃ 24 mM、グルコース（Glucose） 11 mMである。

【0032】

摘出血管には張力がないので、弛緩を見るため、あらかじめノルアドレナリン（交感神経の伝達物質）で収縮させた。

【0033】

すなわち、ノルアドレナリン $0.03 \mu\text{M}$ で収縮させ、収縮が一定になった後、レーザー照射実験を開始した。

【0034】

波長 532 nm のレーザー照射装置は、株式会社高知豊中技研製の KTG グリーンレーザー照射装置（出力を 20 mW まで可変可能）を使用した。

【0035】

一方、波長 810 nm のレーザー照射装置は、 100 mW まで可変的に出力させることができる歯科用の株式会社ユニタク製半導体レーザー装置を使用した。

【0036】

レーザー光4は、それぞれの波長を、直径 1.0 mm の光ファイバー5により導いて上記血管標本1に直接照射した。1回当たりの照射時間は1分である。

【0037】

血管標本1と光ファイバー5先端の距離は $1 \sim 2 \text{ mm}$ として接触はさせないようにした。

【0038】

なお、光ファイバー5先端からのレーザー照射強度はフィールドマスターFM（Field Master FM (COHERENT:米国)）を用いて照射直前に測定した。

【0039】

血管標本1の弛緩の程度はノルアドレナリン収縮のパーセントで表示し、結果は平均値 $\pm \text{SD}$ で表現した。 33°C で得られた実験結果を表1に示す。

【0040】

【表1】

異なる強度と波長のレーザーを用いたときの弛緩反応 (33℃)

	1mW	4mW	10mW	弛緩反応 (%)		
				20mW	50mW	100mW
532nm	41.1±6.0 (n=4)			49.4±10.4 (n=4)		
810nm		4.0±4.1 (n=3)	10.6±6.7 (n=3)	12.6±8.7 (n=5)	26.3±14.8 (n=3)	5.2 (n=1)

【0041】

血管標本1である、ノルアドレナリンでマイルドにトーヌスを持たせたラット摘出血管（大動脈）に対して、波長532nmレーザー光は1mWで比較的強い弛緩（ノルアドレナリン収縮を40%程度抑制する弛緩反応）を発生させたのに、波長810nmの光では4～10mWではほとんど反応せず50mWの強度でわずかな弛緩が認められたにすぎなかった。

【0042】

すなわち、この実験結果から波長532nmの可視波長レーザーの有用性が確認された。

【0043】

クレブス炭酸液の温度を33℃から36℃に変えて、同じ実験を行ったところ、血管拡張作用は33℃の方が大きかった。

【0044】

次に、丸ごと動物を用いた実験結果を示す。実験方法とその結果は以下の通りである。

【0045】

実験動物はラットを用い、ペントバルビタールで麻酔した後、ラットの耳介部の内側に血流測定装置（アドバンスレーザーフローメーター ALF21R 株式会社アドバンス）のプローブを密着させた。

【0046】

耳介部の外側から、レーザー照射装置の照射口が内側のプローブの真上に位置するよう、耳介をはさみ込んだ。

【0047】

耳介部の血流量はペンレコーダーで記録した。

【0048】

レーザーを1分および5分照射直後の血流量を照射直前の血流量に対する増加率（平均値±SD）で示した。

【0049】

温度は血流測定装置のプローブの変わりに、温度測定プローブを耳介内側に密着させ、同様にレーザーを照射し、照射1分、5分、10分後の温度を記録した。結果を表2に示す。

【0050】

【表2】

ラット耳介部の血流に及ぼすレーザの影響

波長	強度	増加率 (%)			
		1min 照射後	5min 照射後	1min 照射後	5min 照射後
532nm	5mW	2.0±2.5	9.8±10.2		
	20mW	43.6±34.8	95.8±56.6		
810nm	20mW	2.8±5.5	6.5±13		

(n=4~5)

【0051】

波長532nm、5mW、および波長810nm、20mWのレーザー照射ではほとんど血流に影響を及ぼさなかつたが、波長532nm、20mWのレーザー照射では時間に依存して耳介血流を増大させた。

【0052】

照射中の温度変化も検討した。結果を表3に示す。

【0053】

【表3】

レーザ照射によるラット耳介部の温度変化

波長	強度	温度 (℃)			
		照射前	照射後 1 min	5min	10min
532nm	20mW	27.4	28.9	29.8	29.8
810nm	20mW	27.2	28.9	29.5	29

【0054】

表3の結果からわかるように、波長532nmと波長810nmで、温度変化による差が認められなかったことから、上記表2の結果はレーザー照射による血流増加作用は光そのものによる影響と考えられる。

【0055】

以上の実験結果から、可視光波長領域のレーザー照射によって、血管拡張作用があることがわかる。そしてこの血管拡張作用から血液の循環促進を促し、筋・筋膜性の腰痛や肩こりなど皮下深部の皮膚と筋肉の境にある筋膜や筋肉の血流が障害されて起こる疾患を緩和することができるものとなる。

【0056】

以上のように、532nmの波長の光が低いエネルギー（例えば1mW）で血管を強く拡張することがわかったので、皮下深部の皮膚と筋肉の境にある筋膜にそれだけのエネルギーを到達させれば治療効果が期待できる。

【0057】

ところが、532nmの波長のエネルギーはヘモグロビンなどに吸収されやすく組織深達性が良くない。もし、この波長のレーザー光を皮膚上から有効量を皮下深部の目的部位に到達させるには高いエネルギーが必要であり、光源を1つにすると皮膚に照射された部位が熱で損傷される恐れがある。

【0058】

そこで、本発明においては、光照射エネルギーの少ない光を複数の方向から照射することで、1つ当たりの光エネルギーを少なくして皮膚に与える影響を抑え、かつ、この複数の照射光を皮下深部の目的部位で焦光するようにして、目的部位においては、十分な光エネルギーとなるようにしているものである。

【0059】

(第1の実施の形態)

図2は、本発明を適用した第1の実施の形態における循環促進用レーザー照射装置を示す概略図である。

【0060】

第1の実施の形態における循環促進用レーザー照射装置1は、血管拡張作用を有する波長のレーザー光を皮膚上の複数の異なる方向から平行光として照射する複数のレーザー照射手段と、前記複数のレーザー照射手段から照射された複数のレーザー光を皮下の目的部位に集光させる集光手段と、を有する。

【0061】

レーザー照射手段は、複数の光ファイバー10と、該光ファイバー10の先端に取り付けられる複数のコリメートレンズ11とを含む。光ファイバー10の他端は、レーザー光発生装置12に接続されている。レーザー光発生装置12は、複数の光ファイバー10のそれぞれにレーザー光を供給できる。レーザー光発生装置12は、さらに、制御装置13に接続されている。

【0062】

先端にコリメートレンズ11を有する複数の光ファイバー10は、保持部材16により固定されている。該保持部材16は、集光手段として機能し、光ファイバー10から照射されるレーザー光15が目的部位(病巣部)51に集光するよう、光ファイバー10を位置決めしている。該位置決めにより、レーザー光15は、皮膚50上から入り皮下の目的部位51で集光する。保持部材16は、目的部位51に合わせて集光位置が変えられるよう、光ファイバー10をネジ(不図示)などによって取り付けている。

【0063】

循環促進用レーザー照射装置1の作用について説明する。

【0064】

使用者等による、治療開始の信号が入力されると、制御装置13は、レーザー光発生装置12の制御を開始する。レーザー光発生装置12は、制御装置13の制御に従って、レーザー光15を発生する。発生されたレーザー光15は、光フ

アイバー10によって伝達され、コリメートレンズ11により平行光に変換される。該平行光となったレーザー光15は、生体に照射され、目的部位51に集光される。集光されたレーザー光15のエネルギーにより患部が治療される。

【0065】

ここで、レーザー光発生装置12により発生されるレーザー光15の波長は、すでに説明したように、可視光線領域の波長であり、具体的には、波長400nm～600nmである。そして、各光ファイバー10からのレーザー光15は、この波長範囲で同じ波長でもよいし、互いに違う波長でもよい。

【0066】

また、出力エネルギーは、一つの光ファイバー10当たり、5mW以上であることが好ましい。これは、5mW以下であると、いくら複数の光ファイバー10からレーザー光15を照射したとしても、一つのレーザー光15のエネルギー 자체があまりにも弱く、一つひとつのレーザー光15が皮膚組織から下に到達せず、皮下深部における治療効果が期待できないためである。一方、出力エネルギーは1000mW以下であることが望ましい。一つの光ファイバー10からの出力エネルギーが1000mWを超えると、皮膚組織への損傷等の影響が心配されるためである。

【0067】

また、レーザー光15の出射口数となる光ファイバー10の取り付け数は、1本辺りの光ファイバー10の出力エネルギーによって異なるが、治療目的や期待される効果に合わせて、適宜決定すればよく限定されるものではない。ただし、あまり数が多くなると、それら複数の半導体データ素子からのレーザー光15を目的部位51で集光させたときに、集光させた総エネルギー量によっては生体組織に悪影響が出ることもあるため、集光部の総エネルギー量として50mW以下となるように注意する必要がある。なお、このようなレーザー光15の出力エネルギーの上限値については対象となる病巣部の状態や患者によって十分な注意を行う必要があるため、一概にこれらの値であればよいことを示すものではなく、適宜、十分な注意を払い決定させるべきことは言うまでもない。このような観点からは、レーザー光発生装置12は、その出力を適宜調整できることが好ましい

【0068】

このように、本第1の実施の形態では、複数の光ファイバー10からのレーザー光15を生体に照射して、生体の皮下の目的部位51で集光させることによって、一つひとつのレーザー光15としては弱い出力でも、目的部位51では治療に充分なエネルギーを得ることができる。一つひとつのレーザー光15としては弱い出力でよいため、一つひとつのレーザー光15が照射される皮膚組織に対してはレーザー光15による悪影響を防止して、なおかつ、目的部位51（すなわち病巣部）に対してはレーザー光15の集中により治療効果を高めることができる。

【0069】

加えて、集光させたレーザー光15は、一つひとつの出力エネルギーが弱くても皮膚50からさらに下の組織へ到達しているため、これらが集中することで、皮下深部にある病巣、たとえば、筋・筋膜性の腰痛なら皮下脂肪組織の下にある筋膜や筋肉内の血管などに対して、効果的な治療を行うことができる。

【0070】

また、複数のレーザー光15を多方向から照射して目的部位51において集光させることにより、目的部位51の周辺に対するレーザー光15の影響を抑制することができ、レーザー光15の照射部位を特定してその他の部分への光が集中するのを防止することもできる。

【0071】

循環促進用レーザー照射装置1は、目的部位51として、皮下深部の病巣をターゲットとするが、比較的表層の末梢循環不全にも有用性が期待できる。すなわち、皮下に存在する、筋・筋膜性の腰痛、肩こり、狭心症、裾創、閉塞性動脈硬化症（A S O）、閉塞性動脈炎（バージャー病T A O）、糖尿病性動脈閉塞など循環不全を伴う幅広い疾患に有用である。

【0072】

さらに、血流の改善により治療効果が期待できる、手術創の創傷治癒の促進にも有用と思われる。

【0073】

(第2の実施の形態)

図3は、本発明を適用した第2の実施の形態における循環促進用レーザー照射装置を示す概略図、図4は、レーザー光の出射口を示す図である。

【0074】

第2の実施の形態における循環促進用レーザー照射装置2は、血管拡張作用を有する波長のレーザー光を皮膚上からパルス照射する複数のレーザー照射手段と、皮下の目的部位に前記レーザー光が集中するように、前記複数のレーザー照射手段のレーザー光の出射口を放射状に位置決めして固定する保持手段と、前記複数のレーザー照射手段が時間差を置いてレーザー照射するように制御する制御手段と、を有する。

【0075】

レーザー照射手段は、パルスレーザー光25を発生するレーザー光発生装置22と、レーザー光発生装置22により発生されたレーザー光25を伝達する光ファイバー20とからなる。レーザー光発生装置22は、複数の光ファイバー20と相互に接続されており、光ファイバー20のそれぞれにレーザー光を供給できる。レーザー光発生装置22は、さらに、制御装置23に接続されている。

【0076】

複数の光ファイバー20は、保持部材（保持手段）26により固定されている。該保持部材26は、光ファイバー20からパルス照射されるレーザー光25が目的部位（病巣部）51に集中するように、複数の光ファイバー20のレーザー光の出射口21が放射状に並ぶように位置決めしている（図4参照）。各出射口21から出射されるレーザー光25は、コリメートレンズ等により平行光に変換されないので、図3に示す通り、拡散する。

【0077】

しかし、レーザー光25は、図3に示す通り、いずれの出射口21からも、略等角に拡散するので、その一部は目的部位51に向かって進行する。この結果、放射状の中心に配置された出射口21aの下方にレーザー光25が集中する。したがって、出射口21aの下方に目的部位51を合わせることによって、レーザ

ー光25は、皮膚50上から入り皮下の目的部位51で集中する。

【0078】

なお、保持部材26は、光ファイバー20の突出量等の調整により、目的部位51に合わせて集光位置が変えられるように、光ファイバー20をネジ（不図示）などによって取り付けている。

【0079】

循環促進用レーザー照射装置2の作用について説明する。

【0080】

使用者等による、治療開始の信号が入力されると、制御装置13は、レーザー光発生装置12の制御を開始する。制御装置13は、上述のように、放射状に配置されている出射口21のうち、外側に配置されているものから内側に配置されているものの順にわずかな時間差を置いてレーザー光25が出射されるように制御する。すなわち、外側の出射口21に対応する光ファイバー20から内側に対応する光ファイバー20の順にわずかな時間差を置いて、レーザー光25を供給する。

【0081】

供給されたレーザー光25は、外側の出射口21から内側の出射口21の順に、わずかな時間差を置いて出射される。外側の出射口21から順に出射されたレーザー光25は、目的部位51から遠い順に出射されることになるので、僅かな時間差を置いてレーザー光25が出射されることによって、レーザー光25は、略同時に目的部位51に到達する。

【0082】

これにより、目的部位51においては、同時にレーザー光が照射され、総合的に高いエネルギーが与えられ、他方で、他の部位においては、同時にレーザー光が照射されることはなく、低いエネルギーしか与えられない。この結果、目的部位51では、レーザー光25の出力により治療が行える一方で、他の部分では、レーザー光15の出力による影響がなく正常な生体が損傷を受けることがない。

【0083】

このように、第2の実施の形態では、光ファイバー20の出射口21が目的部

位51に対して略平行な面に放射状に並ぶように配置されており、放射状の外側、すなわち、目的部位51に遠い側から順にレーザー光25が出射されるように制御しているので、目的部位51では、同時にレーザー光25が集中して高いエネルギーを加えることができる。この結果、目的部位51では、治療に充分なエネルギーが得られ、集中により治療効果を高めることができる。

【0084】

一方で、目的部位51以外では、各出射口21からのレーザー光25が集中することなく、同時に照射されることもないで、高いエネルギーが加えられることがない。この結果、目的部位51以外では、レーザー光25により高いエネルギーが加えられることなく、皮膚組織の損傷を防止できる。

【0085】

上記効果に加えて、第1の実施の形態と同種の効果も得られる。ここで、第2の実施の形態では、レーザー光25をコリメートレンズにより平行光とはせずに、拡散させており、加えて、目的部位51以外では、異なる出射口21からのレーザー光25が同時に到達しないように制御しているので、目的部位51以外では、レーザー光25によるエネルギーが小さく、第2の実施の形態の方が正常な皮膚組織に与える影響をより少なくできる。

【0086】

なお、上記第2の実施の形態では、出射口21の外側から時間差でレーザー光25を照射する例について説明したが、これに限定されない。例えば、出射口21の内側から時間差でレーザー光25を照射しても良い。また、ランダムにレーザー光25を照射してもよい。この場合でも、正常な皮膚には高エネルギーが供給されないので、これを損傷することを防止できる。また、目的部位51では、同時ではないものの、レーザー光25が絶えず照射されることになり、患部にのみ充分なエネルギーを供給することができる。

【0087】

【発明の効果】

本発明の循環促進用レーザー照射装置によれば、複数のレーザー照射手段から照射された複数のレーザー光を皮下の目的部位に集光させてるので、一つひと

つのレーザー照射手段によるレーザー光としては弱い出力でも、目的部位では治療に充分なエネルギーを得ることができる。一つひとつのレーザー光としては弱い出力でよいため、一つひとつのレーザー光が照射される皮膚組織に対してはレーザー光による悪影響を防止して、なおかつ、目的部位（すなわち病巣部）に対してはレーザー光の集中により治療効果を高めることができる。

【0088】

また、他の循環促進用レーザー照射装置によれば、レーザー照射手段の照射口を放射状に位置決めし、さらに、複数のレーザー照射手段が時間差を置いてレーザー光を照射するように制御する。したがって、目的部位では、同時にレーザー光が集中して高いエネルギーを加えることができる。この結果、目的部位では、治療に充分なエネルギーが得られ、集中により治療効果を高めることができる。

【0089】

一方で、目的部位以外では、各出射口からのレーザー光が集中するところなく、同時に照射されることないので、高いエネルギーが加えられることがない。この結果、目的部位以外では、レーザー光により高いエネルギーが加えられることなく、皮膚組織の損傷を防止できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 血管標本実験装置を示す概略装置図である。

【図2】 本発明を適用した第1の実施の形態における循環促進用レーザー照射装置を示す概略図である。

【図3】 本発明を適用した第2の実施の形態における循環促進用レーザー照射装置を示す概略図である。

【図4】 レーザー光の出射口を示す図である。

【符号の説明】

- 1、2…循環促進用レーザー照射装置、
- 3…オーガンバス、
- 4…レーザー光、
- 5、10、20…光ファイバー、
- 11…コリメートレンズ、

12、22…レーザー光発生装置、

13、23…制御装置、

15、25…レーザー光、

16、26…保持部材、

21、21a…出射口、

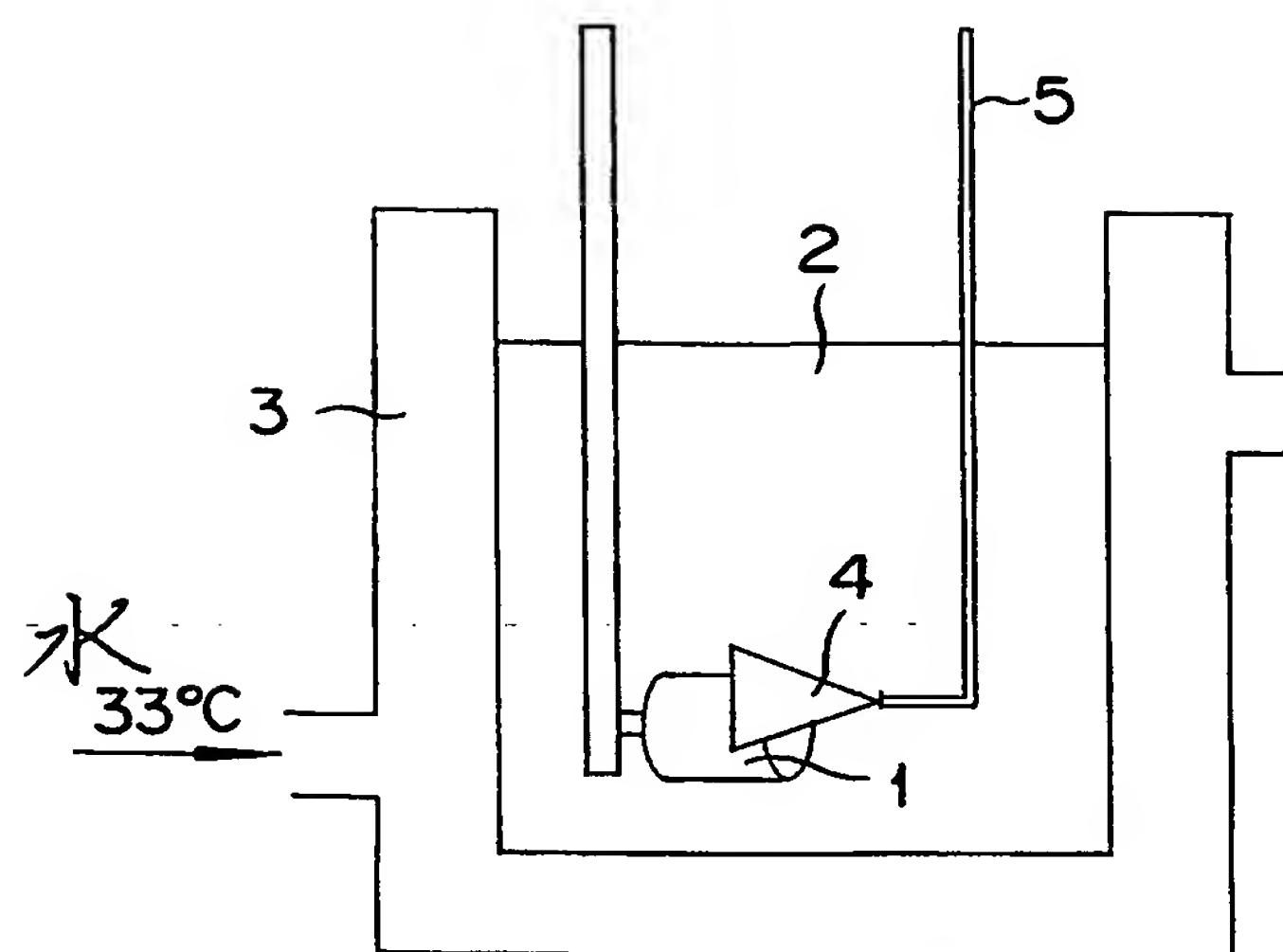
50…皮膚、

51…目的部位。

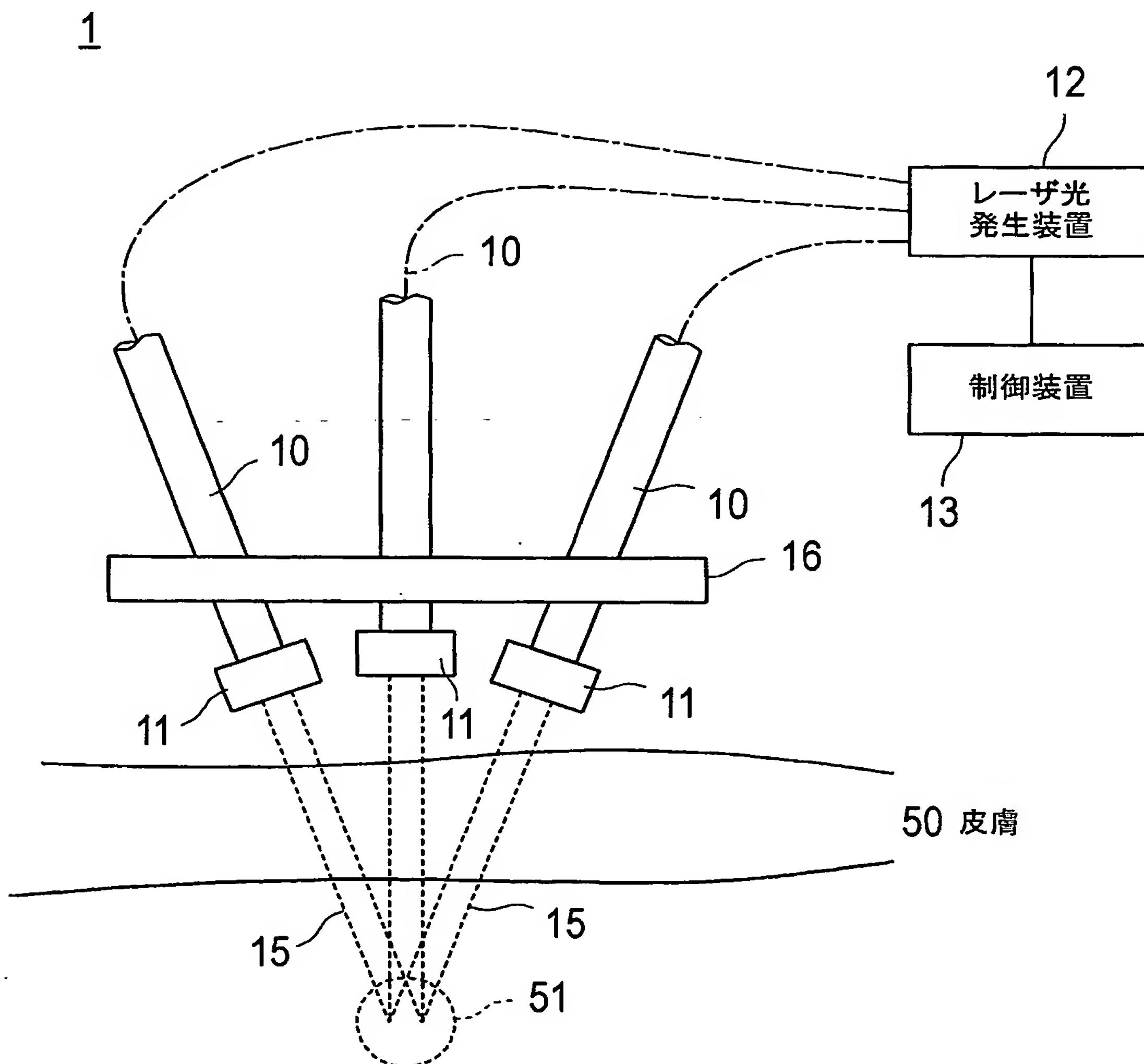
【書類名】

図面

【図 1】

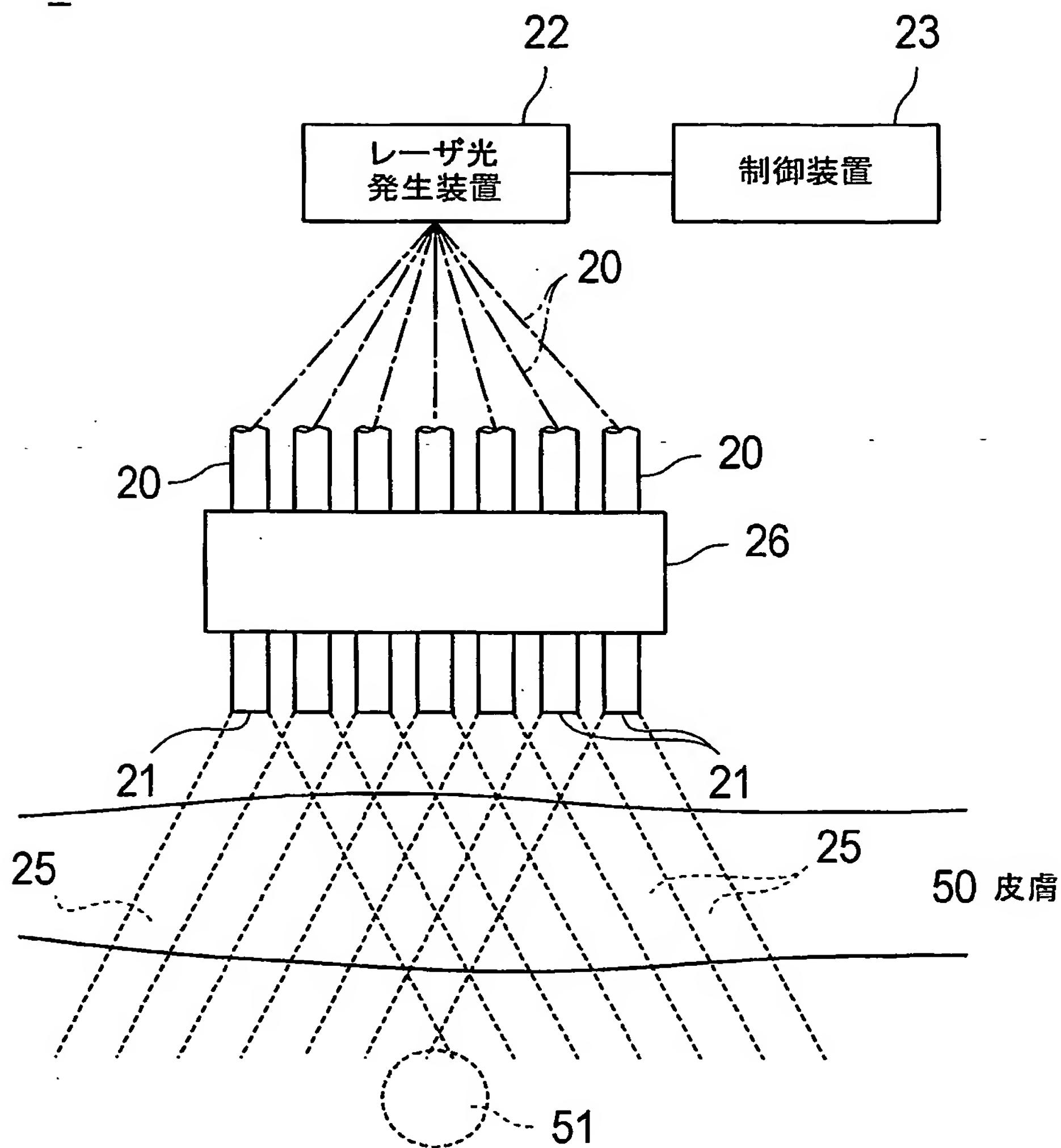


【図 2】

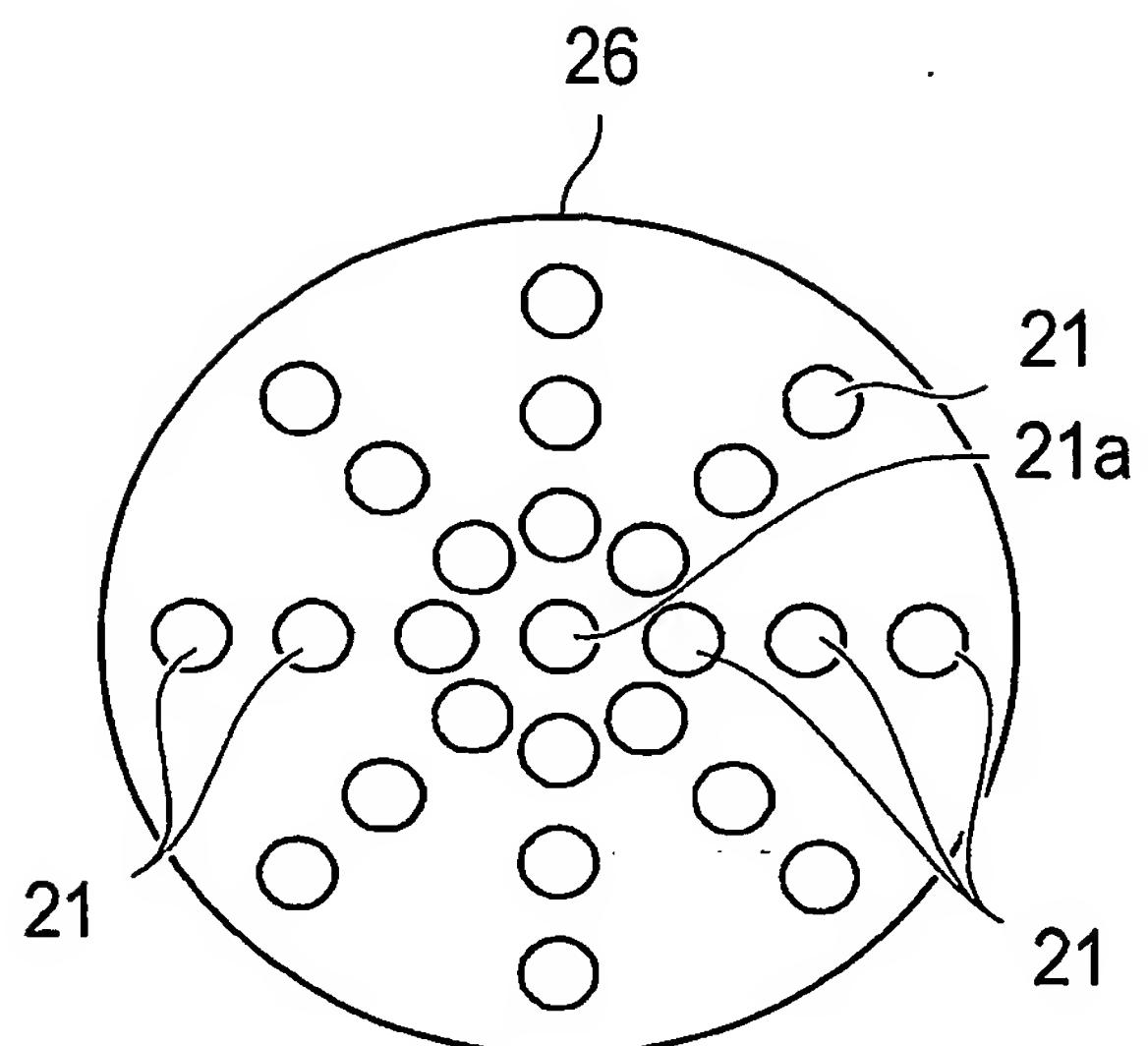


【図3】

2



【図4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 血管拡張作用の高い波長の光を病巣部に効率的に照射することができる循環促進用光照射装置を提供する。

【解決手段】 使用者等による、治療開始の信号が入力されると、制御装置13は、レーザー光発生装置12の制御を開始する。レーザー光発生装置12は、制御装置13の制御に従って、レーザー光15を発生する。発生されたレーザー光15は、光ファイバー10によって伝達され、コリメートレンズ11により平行光に変換される。該平行光となったレーザー光15が生体に照射され、目的部位51に集光される。集光されたレーザー光15のエネルギーにより患部が治療される。これにより、一つひとつレーザー光15の出力エネルギーを低くして直接レーザー光が当たる皮膚表面でのレーザー光15による影響を少なくし、一方、病巣部51においては十分な光エネルギーを与えられる。

【選択図】 図2

特願2003-127903

出願人履歴情報

識別番号 [000109543]

1. 変更年月日 1990年 8月11日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
氏 名 テルモ株式会社